

Docket No. 216109US2X/btm



COPY OF PATENTS  
ORIGINALLY FILED

3736  
#3 IDS  
8/17/02/bw

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Shinji KONDO, et al.

GAU: 3736

SERIAL NO: 10/004,431

EXAMINER:

FILED: December 6, 2001

FOR: PULSE WAVE MEASURING APPARATUS AND PULSE WAVE MEASURING METHOD

REQUEST FOR PRIORITY

ASSISTANT COMMISSIONER FOR PATENTS  
WASHINGTON, D.C. 20231

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number [US App No], filed [US App Dt], is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Provisional Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e).
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
JAPAN	2000-371370	December 6, 2000

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number .  
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and  
(B) Application Serial No.(s)
- ☐ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,  
MAIER & NEUSTADT, P.C.

Marvin J. Spivak  
Registration No. 24,913

Joseph A. Scafetta, Jr.  
Registration No. 26,803

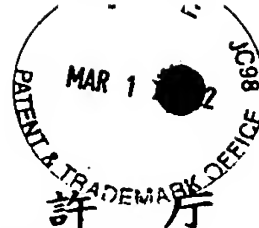
RECEIVED  
MAR 19 2002  
TECHNICAL CENTER 3100

RECEIVED  
MAR 20 2002  
TECHNICAL CENTER 3100



22850

Tel. (703) 413-3000  
Fax. (703) 413-2220  
(OSMIN 10/98)



10/004,431

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年12月 6日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-371370

出 願 人

Applicant(s):

株式会社ケーアンドエス

TECHNOLOGY CENTER 3700

MAR 19 2002

RECEIVED

TC 3700 MAIL ROOM

MAR 28 2002

RECEIVED

RECEIVED

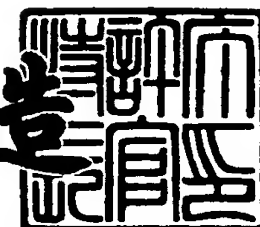
MAR 20 2002

TECHNOLOGY CENTER R3700

2001年11月30日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3104368

【書類名】 特許願

【整理番号】 P100484KAN

【提出日】 平成12年12月 6日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01B 11/00

【発明者】

    【住所又は居所】 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田 9 3 番地 3 株式会社ケー  
                                アンドエス内

    【氏名】 近藤 針次

【特許出願人】

    【識別番号】 395016349

    【氏名又は名称】 株式会社ケーアンドエス

【代理人】

    【識別番号】 100096840

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 後呂 和男

    【電話番号】 052-533-7181

【選任した代理人】

    【識別番号】 100097032

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 ▲高▼木 芳之

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 018898

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

    【包括委任状番号】 9504863

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈波測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 皮膚の表面に宛われる反射型光電センサを備え、前記反射型光電センサに設けた投光部からの光を、前記皮膚下の血管に照射する一方、

前記血管からの反射光を、前記反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、前記血管の表面の位置を検出し、前記血管の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定することを特徴とする脈波測定装置。

【請求項2】 血圧計で測定した血圧と、脈波測定装置にて測定した脈波とに基づいてキャリブレーションされて、脈波測定装置にて測定した脈波から血圧を算出可能とした血圧変換部を備え、前記血圧変換部は、脈波の1心拍毎の最高値と最低値とに基づいて、1心拍毎の最高血圧と最低血圧とを検出することを特徴とする請求項1記載の脈波測定装置。

【請求項3】 請求項1又は請求項2に記載の脈波測定装置において、その脈波測定装置を人間の手首に宛った状態に固定するためのリストバンドと、

前記リストバンドに取り付けられ、注入された空気の圧力で膨張して、血管を押圧するカフと、

前記カフに空気を注入するためのポンプと、

前記カフの膨張によって、皮膚越しに前記血管に押し付けられる圧力センサと

前記圧力センサの出力信号に基づき、前記カフの圧力を徐々に下げて、前記血管が脈打ちを開始したときの血圧と、前記カフの圧力を徐々に上げて、前記血管が脈打ちを停止したときの血圧とを検出する血圧検出部と、

前記血圧検出部で測定した血圧と、前記脈波測定装置にて測定した脈波とに基づいてキャリブレーションされて、前記脈波測定装置にて測定した脈波から血圧を算出可能とした血圧変換部を備え、

前記血圧変換部は、前記脈波の1心拍毎の最高と最低の波高値に基づいて、1心拍毎の最高血圧と最低血圧を検出することを特徴とする脈波測定装置。

【請求項4】 前記反射型光電センサは、前記リストバンドとの間に弾性部

材を介して取り付けられて、その弾性部材の弾発力にて、前記反射型光電センサが皮膚越しに血管に押し当てられる構成とされ、

前記弾性部材の弾発力は、前記反射型光電センサにて被押圧部分を止血しない大きさに設定されたことを特徴とする請求項3記載の脈波測定装置。

【請求項5】 測定した脈波に基づき、1分間に換算した心拍数を検出することを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項6】 前記反射型光電センサの前記受光部から出力された受光信号を増幅する増幅手段を備え、前記増幅手段は、受けた前記受光信号を増幅した結果が、所定の範囲内に収まるように、増幅率を自動調整するように構成されたことを特徴とする請求項1～5のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項7】 脈波の波高の推移に基づいて、血管に流れる血流量を算出する血流量算出手段を備えたことを特徴とする請求項1～6のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項8】 脈波の波高の推移に基づいて、血管の伸縮状態を検出し、前記血管が、拡がったか縮んだかに基づいて、麻酔の深度が深まったか浅くなったかをモニタすることを特徴とする請求項1～7のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項9】 胸部の皮膚上に宛われる反射型光電センサを備え、前記反射型光電センサに設けた投光部からの光を、前記皮膚下の心臓に照射する一方、

前記心臓からの反射光を、前記反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、前記心臓の表面の位置を検出し、前記心臓の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定することを特徴とする脈波測定装置。

【請求項10】 前腕部の皮膚上に宛われる第1反射型光電センサと、足首部の皮膚上に宛われる第1反射型光電センサとを備え、

前記各第1及び第2の反射型光電センサに設けた投光部からの光を、前記前腕部及び足首部の皮膚下の血管に照射する一方、それら血管からの反射光を、前記各反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、前記血管の表面の位置を検出し、前記前腕部及び足首部における血管の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定することを特徴とする脈波測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、脈波測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

脈波を測定する場合には、従来は、連続血圧測定装置が用いられていた。このものは、指先にカフを巻き付け、一定のサイクルで加圧と減圧とを繰り返して、血圧値の変化を測定する構成になっている。そして、これにより求めた血圧の変化に基づいて、脈波が測定される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記した従来の構成では、指を連続的に加圧するので、指先が止血状態となり、長時間連続的な測定をすると、被験者に負担がかかってしまう。また、被験者が動くことによって、測定結果がばらついてしまう。

【0004】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、被験者に負担をかけず、長時間安定して脈波を測定可能な脈波測定装置の提供を目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段及び作用・効果】

＜請求項1の発明＞

請求項1の発明に係る脈波測定装置は、皮膚の表面に宛われる反射型光電センサを備え、反射型光電センサに設けた投光部からの光を、皮膚下の血管に照射する一方、血管からの反射光を、反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、血管の表面の位置を検出し、血管の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定するところに特徴を有する。

【0006】

この構成によれば、反射型光電センサにて血管の伸縮を測定して脈波を求めるから、従来のように血管への加圧・減圧を繰り返すものに比べて、被験者の負担

が軽減される。

【 0 0 0 7 】

＜請求項 2 の発明＞

請求項 2 の発明は、請求項 1 記載の脈波測定装置において、血圧計で測定した血圧と、脈波測定装置にて測定した脈波とに基づいてキャリブレーションされて、脈波測定装置にて測定した脈波から血圧を算出可能とした血圧変換部を備え、血圧変換部は、脈波の 1 心拍毎の最高値と最低値とに基づいて、1 心拍毎の最高血圧と最低血圧とを検出する構成にしたから、脈波に連動して変化する血圧の最高値と最低値とを求めることができる。

【 0 0 0 8 】

＜請求項 3 の発明＞

請求項 3 の発明に係る脈波測定装置は、請求項 1 又は請求項 2 に記載の脈波測定装置において、脈波測定装置を人間の手首に宛った状態に固定するためのリストバンドと、リストバンドに取り付けられ、注入された空気の圧力で膨張して、血管を押圧するカフと、カフに空気を注入するためのポンプと、カフの膨張によって、皮膚越しに血管に押し付けられる圧力センサと、圧力センサの出力信号に基づき、カフの圧力を徐々に下げて、血管が脈打ちを開始したときの血圧と、カフの圧力を徐々に上げて、血管が脈打ちを停止したときの血圧とを検出する血圧検出部と、血圧検出部で測定した血圧と、脈波測定装置にて測定した脈波とに基づいてキャリブレーションされて、脈波測定装置にて測定した脈波から血圧を算出可能とした血圧変換部を備え、血圧変換部は、脈波の 1 心拍毎の最高と最低の波高値に基づいて、1 心拍毎の最高血圧と最低血圧を検出するところに特徴を有する。

【 0 0 0 9 】

この構成によれば、脈波測定装置をリストバンドにて、手首に固定することができると共に、カフ、カフ用のポンプ及び血圧検出部を一体に備えたから、脈波の変動に最高血圧と最低血圧とを対応させるキャリブレーション作業を、容易に行うことができる。

【 0 0 1 0 】



## &lt;請求項4～8の発明&gt;

請求項4の発明は、請求項3記載の脈波測定装置において、反射型光電センサは、リストバンドとの間に弾性部材を介して取り付けられて、その弾性部材の弾発力にて、反射型光電センサが皮膚越しに血管に押し当てられる構成とされ、その弾性部材の弾発力を、反射型光電センサにて被押圧部分を止血しない大きさに設定したから、被験者への負担を軽減することができ、安定した測定が可能になる。

## 【0011】

また、測定した脈波に基づき、1分間に換算した心拍数を検出してもよい（請求項5の発明）。

## 【0012】

さらに、反射型光電センサの受光部から出力された受光信号を増幅する増幅手段を備え、増幅手段は、受けた受光信号を増幅した結果が、所定の範囲内に収まるように、増幅率を自動調整することで（請求項6の発明）、測定結果が徐々に推移する場合に対応することができる。

## 【0013】

また、脈波の波高の推移に基づいて、血管に流れる血流量を算出する血流量算出手段を備えてもよい（請求項7の発明）、脈波の波高の推移に基づいて、血管の伸縮状態を検出し、血管が、広がったか縮んだかに基づいて、麻酔の震度が深まったか浅くなったかをモニタする構成にしてもよい（請求項8の発明）。

## 【0014】

## &lt;請求項9の発明&gt;

請求項9の発明は、胸部の皮膚上に宛られる反射型光電センサを備え、反射型光電センサに設けた投光部からの光を、皮膚下の心臓に照射する一方、心臓からの反射光を、反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、心臓の表面の位置を検出し、心臓の表面の位置の経時的变化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定するところに特徴を有する。

## 【0015】

この構成によれば、反射型光電センサにて心臓の動きを測定して脈波を求める

から、従来のように血管への加圧・減圧を繰り返すものに比べて、被験者の負担が軽減される。しかも、直接心臓の動きを測定するから、正確な脈波を測定することができると共に、冠状動脈の狭窄、心臓疾患等の異常を検出することができる。

#### 【0016】

##### <請求項10の発明>

請求項10の発明、前腕部の皮膚上に宛われる第1反射型光電センサと、足首部の皮膚上に宛われる第1反射型光電センサとを備え、各第1及び第2の反射型光電センサに設けた投光部からの光を、前腕部及び足首部の皮膚下の血管に照射する一方、それら血管からの反射光を、各反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、血管の表面の位置を検出し、前腕部及び足首部における血管の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定するところに特徴を有する。

#### 【0017】

この構成によれば、前腕部と足首部の2箇所の脈波レベルを比較して、冠状動脈の狭窄による異常を検出することができる。

#### 【0018】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施形態を図1～図6に基づいて説明する。

本実施形態の脈波測定装置は、図1に示されており、リストバンド10に制御部11と測定部12とを固定して備える。リストバンド10は、例えば、時計のバンドのように、両端部が結合可能となっており、結合すると、脈波測定装置全体が環状をなして手首に巻き付けられる。

#### 【0019】

制御部11は、扁平の直方体状をなし、表側にモニタ11Aを備えると共に、側面に操作用の各種スイッチSWを備える。

#### 【0020】

測定部12は、蛇腹状の連結部12Aを介して制御部11に連続しており、手首のうち動脈血管が延びた部分に宛われる。詳細には、図2に示すように、測定

部12は、手首に宛われる面が開放した筐体部14の内部に、板部材15を備えてなり、その板部材15が筐体部14の開放面を閉塞する位置と奥側との間でスライドする。そして、板部材15は、筐体部14の奥壁との間に設けた圧縮コイルバネ16にて、常には筐体部14の開放面側に付勢されて手首に押し当てられる。また、この圧縮コイルバネ16の弾性反力は、上記動脈血管を止血しない程度の大きさに設定されている。

#### 【0021】

板部材15には、複数の貫通孔が形成されており、これら貫通孔には、投光部17としてのLEDと、受光部18としてのフォトダイオードとが、板部材15の奥面側から突入した状態に固定されている。

#### 【0022】

これら投光部17及び受光部18の詳細配置は、図3に示されており、受光部18は、板部材15の中央部分に対をなして配される一方、投光部17は、両受光部18、18を取り囲む円を4等配する位置に配されている。また、投光部17のうちの2つは、受光部18、18の配列方向の延長線上に並んでいる。

#### 【0023】

また、投光部17を駆動するための駆動回路と、受光部18の出力信号を処理する受信回路は、例えば、前記制御部11側に備えた制御基板（図示せず）に設けられており、これら回路と投受光部17、18とにより、本発明に係る反射型光電センサ13が構成されている。なお、前記制御基板と、投受光部17、18とは、可撓性に優れた図示しない電線にて接続されており、板部材15のスライド移動に対応できるようにしてある。

#### 【0024】

脈波測定装置には、図2における上方側の周縁部に沿ってチューブ状のカフ20が設けられている。カフ20は、注入口を制御部11内に配して備え、制御部11の側面から突出したピストンPT（図1参照）を操作することで空気が注入される。これにより、カフ20が膨張して、手首全体が締め付けられる。また、このときのカフ20による手首への締め付け圧力は、制御部11に備えた微圧センサ21（図4参照）にて測定される。

## 【0025】

図4には、脈波測定装置の電氣的構成が示されている。同図に示すように、脈波測定装置は、CPU23を内蔵し、そのCPU23の入力ポートにはマルチプレクサ24が連なる。マルチプレクサ24の入力端子には、A/Dコンバータ25及びアンプ26を介して、前記した記微圧センサ21と受光部18とが連なっており、これらの出力信号が、マルチプレクサ24で適宜切り替えられてCPU23に取り込まれる。そして、CPU23でデータ処理した結果が、CPU23の出力ポートに連なるモニタ11Aに表示される。

## 【0026】

また、CPU23の出力ポートには、D/Aコンバータ27を介して光量調整器29とレベル調節器28が連なっている。そして、光量調整器29の出力信号にて、投光部17の光量が自動調整される一方、レベル調節器28の出力信号にて受光部18の出力用のアンプ26のゲインが調節される。

## 【0027】

次に、上記構成からなる本実施形態の動作を説明する。

リストバンド10にて脈波測定装置を手首に取り付け、反射型光電センサ13の投受光部17、18を、手首のうち動脈血管が延びた部分に宛う（図2参照）。

## 【0028】

次いで、制御部11の側面に備えたスイッチSWにて、脈波測定装置の電源をオンする。すると、反射型光電センサ13の投光部17から、例えば波長600～800nmの光が出射される。この光は、皮膚を通して、図5（A）及び図5（B）に示すように、前記した手首の動脈血管90の外周面に照射され、動脈血管90で反射して反射型光電センサ13の受光部18に受光される。そして、受光部18は、反射型光電センサ13と動脈血管90との間の距離に対応した大きさの受光信号を出力し、これがアンプ26等を介してCPU23に取り込まれる。ここで、動脈血管90が心臓の鼓動に連動して伸縮すると、図5（A）及び図5（B）に比較して示すように、反射型光電センサ13と動脈血管90との間の距離が変化するから、これに応じて、受光部18が出力する受光信号の大きさも

変動する。なお、CPU23は、例えば、受光部18が出力した受光信号が変動することをもって、脈波測定装置が正しく装着されたと判断し、次の操作指示をモニタ11Aに表示する。

【0029】

上記操作指示として、例えば、「ピストンを操作してカフ圧を高めよ」という旨の指示が表示される。これに従い、ピストンPTを操作すると、カフ20が徐々に膨張する。すると、途中で、受光部18が出力する受光信号が変動しなくなる。すなわち、止血状態になる。また、このときの血圧は、微圧センサ21にて測定されて、これがアンプ26等を介してCPU23に取り込まれて、最高血圧として図示しないメモリに記憶される。さらに、このとき最高血圧値に対応した受光部18の受光信号が記憶され、これら血圧値と受光信号とを関連づけるキャリブレーションが行われる。そして、後述する連続測定モードに切り替わった際に、CPU23は、受光部18の出力信号に基づいて血圧値を算出する。

【0030】

次いで、カフ圧が、所定の値まで（例えばほぼ200mmHg）まで上昇すると、モニタ11A上に「ピストン操作を終了せよ」という旨の指示が出され、カフ20から圧縮空気が排出されて、カフ圧が徐々に下がる。すると、途中で、受光部18が出力する受光信号が、再び変動するようになる。すなわち、止血が解除される。このときの圧力は、微圧センサ21にて測定されて、CPU23は、この測定結果を最低血圧としてメモリに記憶する。

【0031】

上記最高及び最低血圧がメモリに記憶されると、脈波測定装置は、例えば、自動で連続測定モードに切り替わる。すると、図6に示すように、受光部18が出力した受光信号の経時的変化が、モニタ11A上にグラフにして表示される。また、CPU23は、脈波の1心拍毎の最高値と最低値とを求めて、これから1心拍毎の最高血圧と最低血圧とを算出し、モニタ11Aに表示する（図6のH1）。さらに、CPU23は、測定した脈波の変動回数をカウントし、1分間に換算した心拍数を算出して、モニタ上に出力する（図6のH2）。そして、前記脈波のグラフ、血圧値及び心拍数をチェックすることで、被験者の体調を調べるこ

ができる。

#### 【0032】

なお、制御部11の側面に備えた出力端子（図示せず）から信号を取り出せば、上記グラフ、血圧値及び心拍数を、外付けの大型モニタに表示したり、外付けの記憶手段に取り込むこともできる。

#### 【0033】

ところで、血管の伸縮度合いは、例えば、被験者の麻酔が効いている状態と、麻酔が切れた状態とで、大きく異なる場合がある。このため、例えば、麻酔が効いて脈波の波高が小さい状態に合わせて脈波測定装置のゲインを固定すると、その後に麻酔が切れ、脈波の波高が大きくなったときに、例えば、受光部18が出力する受光信号が大きくなり過ぎて、レンジオーバーになり得る。これに鑑み、本実施形態の脈波測定装置では、CPU23に受光部18の受光信号を取り込み、受光部18の出力信号が、レンジの最大値及び最小値に飽和しないように、CPU23が光量調整器29とレベル調節器29とを駆動制御する。すなわち、CPU23は、受光部28の出力信号に応じて、光量調整器29を駆動して、投光部17の光量を調整すると共に、レベル調節器28を駆動して、受光部18の受光信号に係るアンプ26の増幅率を調整している。これにより、長時間でも安定して脈波を測定することができる。

#### 【0034】

このように本実施形態によれば、反射型光電センサ13にて血管の伸縮を測定して脈波を求めるから、従来のように血管に加圧・減圧を繰り返すものに比べて、被験者の負担が軽減される。また、この脈波は、被験者が動いてもその影響を受けにくく、安定した測定が可能になる。さらに、脈波測定装置をリストバンド10にて手首に固定することができ、血圧計（カフ20、微圧センサ21等）を一体に備えたから、脈波の変動に最高血圧と最低血圧とを対応させるキャリブレーション作業を、容易に行うことができる。

#### 【0035】

##### <他の実施形態>

本発明は、前記実施形態に限定されるものではなく、例えば、以下に説明する

ような実施形態も本発明の技術的範囲に含まれ、さらに、下記以外にも要旨を逸脱しない範囲内で種々変更して実施することができる。

【0036】

(1) 本発明に係る反射型光電センサとしては、赤外線センサ、レーザ光センサ及び白熱球、紫外線光等を用いてもよい。

【0037】

(2) また、前記実施形態の脈波測定装置は、血圧計（カフ20、微圧センサ21）を一体に備えていたが、これらを別々にした構成であってもよい。

【0038】

(3) 前記実施形態の脈波測定装置は、手首に取り付けられる構成であったが、心臓の鼓動に伴って脈動運動する血管に、皮膚越しに宛われるものであれば、手首以外の部分に宛って取り付けられるものであってもよい。具体的には、例えば、胸部の皮膚上に反射型光電センサを宛い、投光部からの光を、皮膚下の心臓に照射する一方、心臓からの反射光を、反射型光電センサに設けた受光部にて受光して、心臓の表面の位置の経時的変化を、心臓の鼓動に同期した脈波として測定する構成にしてもよい。

【0039】

(4) また、脈波の波高の推移から血流量を求める構成にしてもよい。具体的には、例えば、血管の波高の推移から伸縮状態を測定して、その伸縮状態と血流量との関係を実験的に求めておき、これをデータテーブルに保存する。そして、CPUにて、脈波の波高のレベルの推移を求め、これとデータテーブルの値に基づいて血流量を算出してもよい。

【0040】

(5) さらに、脈波の波高の推移に基づいて、血管の伸縮状態を検出し、血管が、拵がったか縮んだかに基づいて、麻酔の震度が深まったか浅くなったかをモニタしてもよい。

【0041】

(6) さらには、例えば、前腕部と足首部の2カ所に反射型光電センサを装着し、それら前腕部と足首部の2箇所の脈波レベルを比較して、冠状動脈の狭窄によ

る異常を検出することもできる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施形態に係る脈波測定装置の斜視図

【図 2】

その脈波測定装置の断面図

【図 3】

投光部と受光部の配置を示した平面図

【図 4】

脈波測定装置の回路図

【図 5】

脈波測定装置の反射型光電センサが宛われる手首の断面図

【図 6】

モニタの出力結果を示した概念図

【符号の説明】

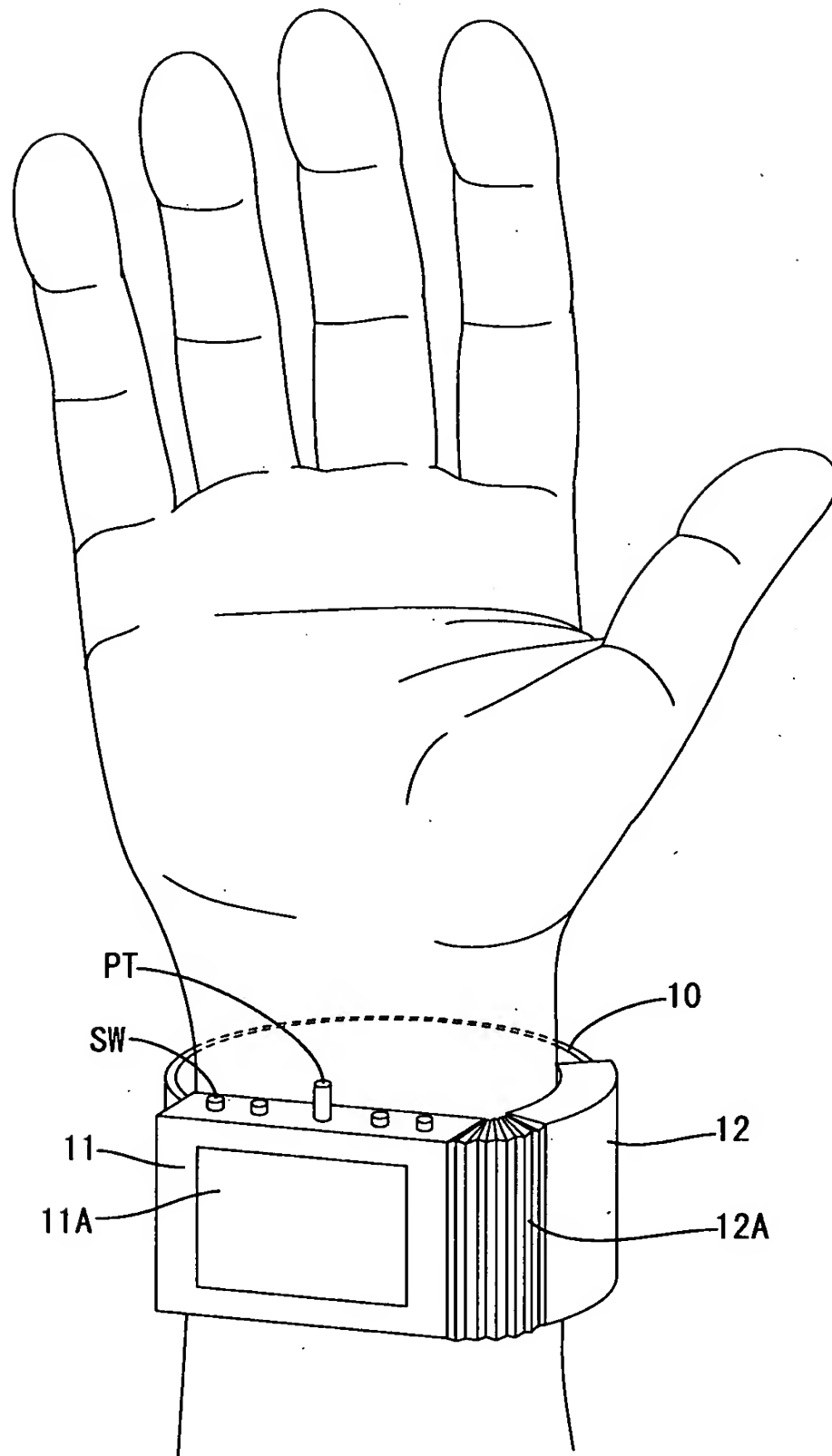
- 1 0 … リストバンド
- 1 3 … 反射型光電センサ
- 1 6 … 圧縮コイルバネ（弾性部材）
- 1 7 … 投光部（反射型光電センサ）
- 1 8 … 受光部（反射型光電センサ）
- 2 0 … カフ（血圧計）
- 2 1 … 微圧センサ（圧力センサ）
- 2 3 … C P U（血圧変換部、血圧検出部）
- 2 6 … アンプ（増幅手段）
- 2 8 … レベル調節器
- 2 9 … 光量調整器
- 9 0 … 動脈血管
- P …… ピストン（血圧計）



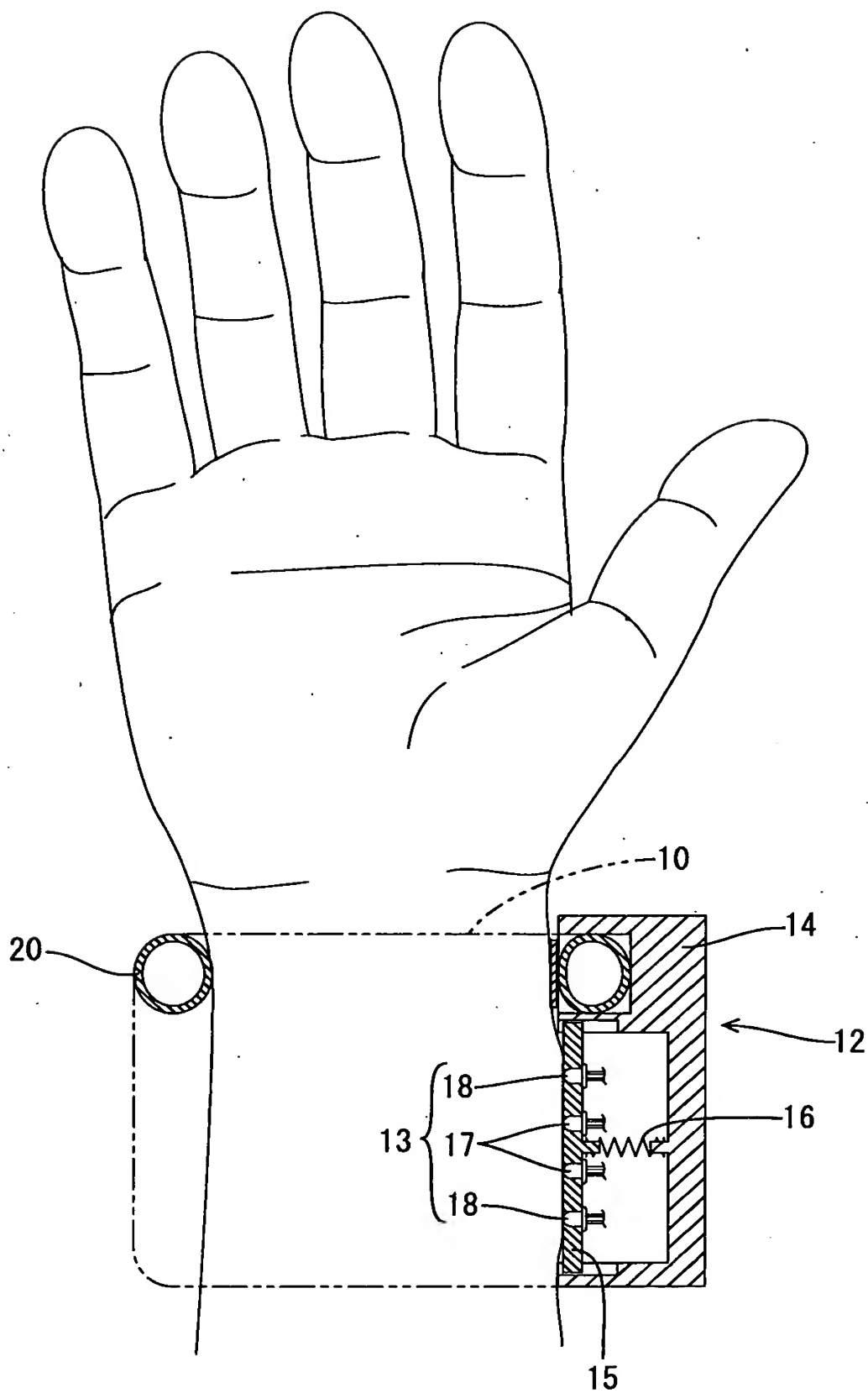
【書類名】

図面

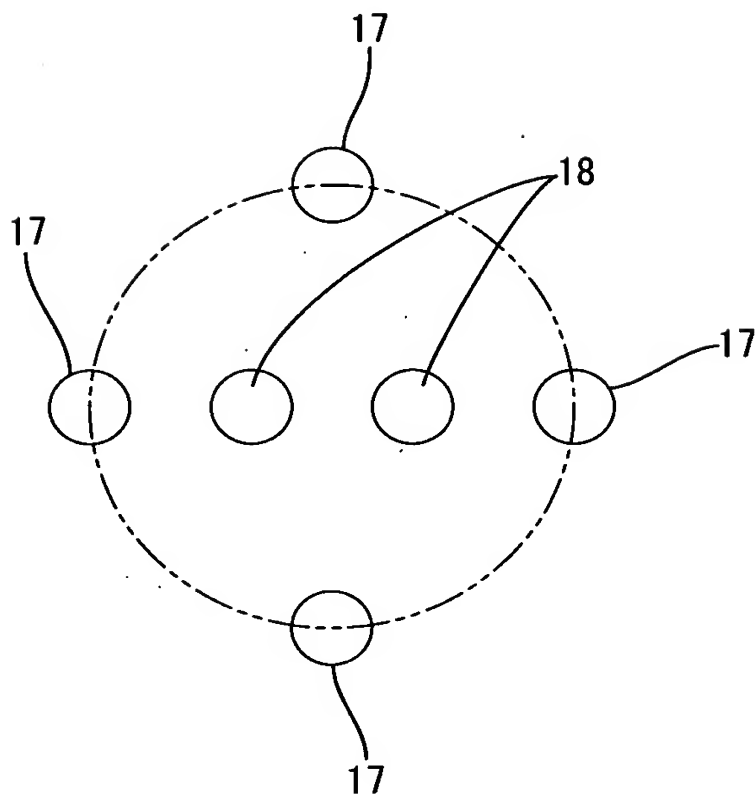
【図1】



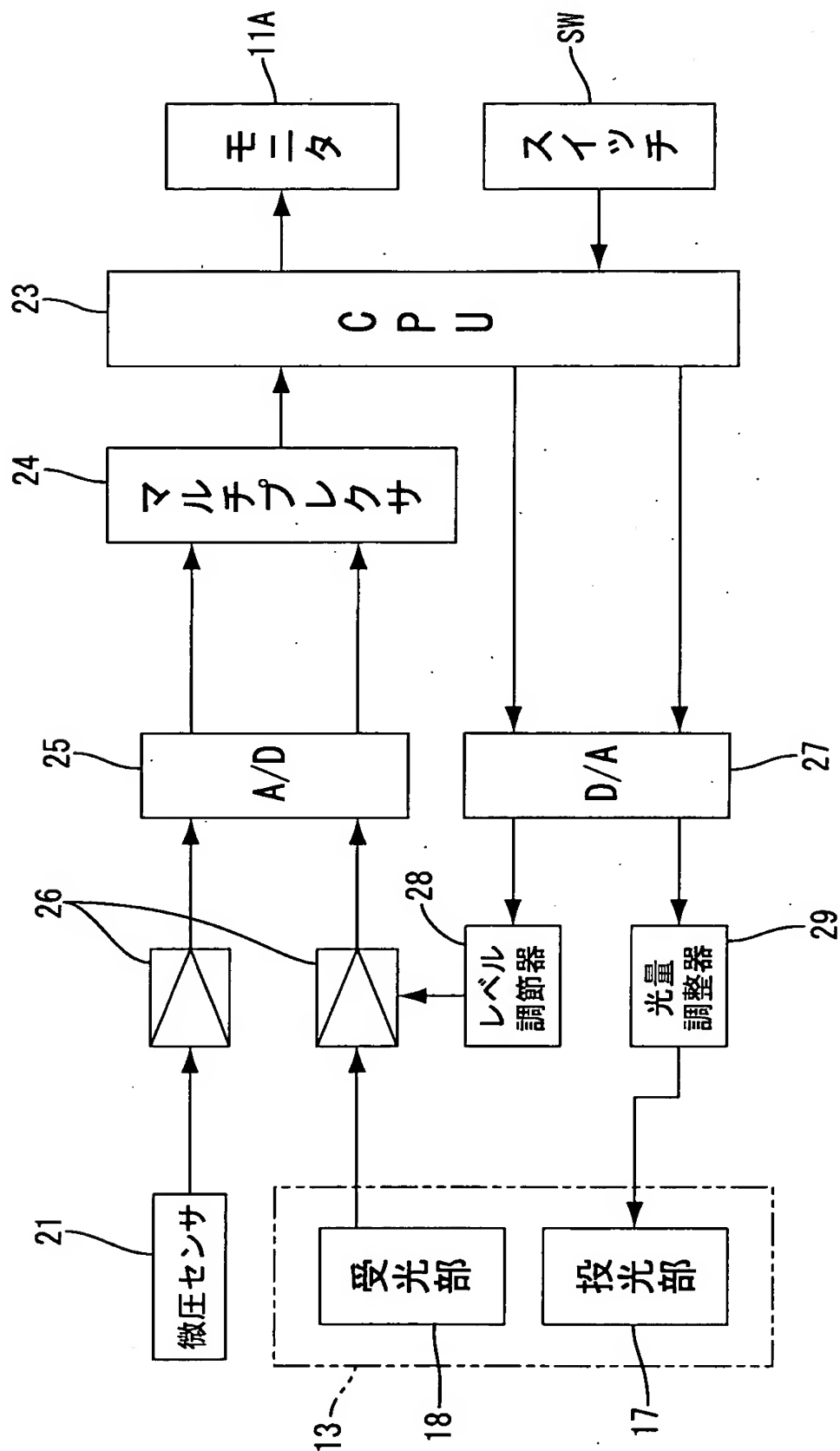
【図 2】



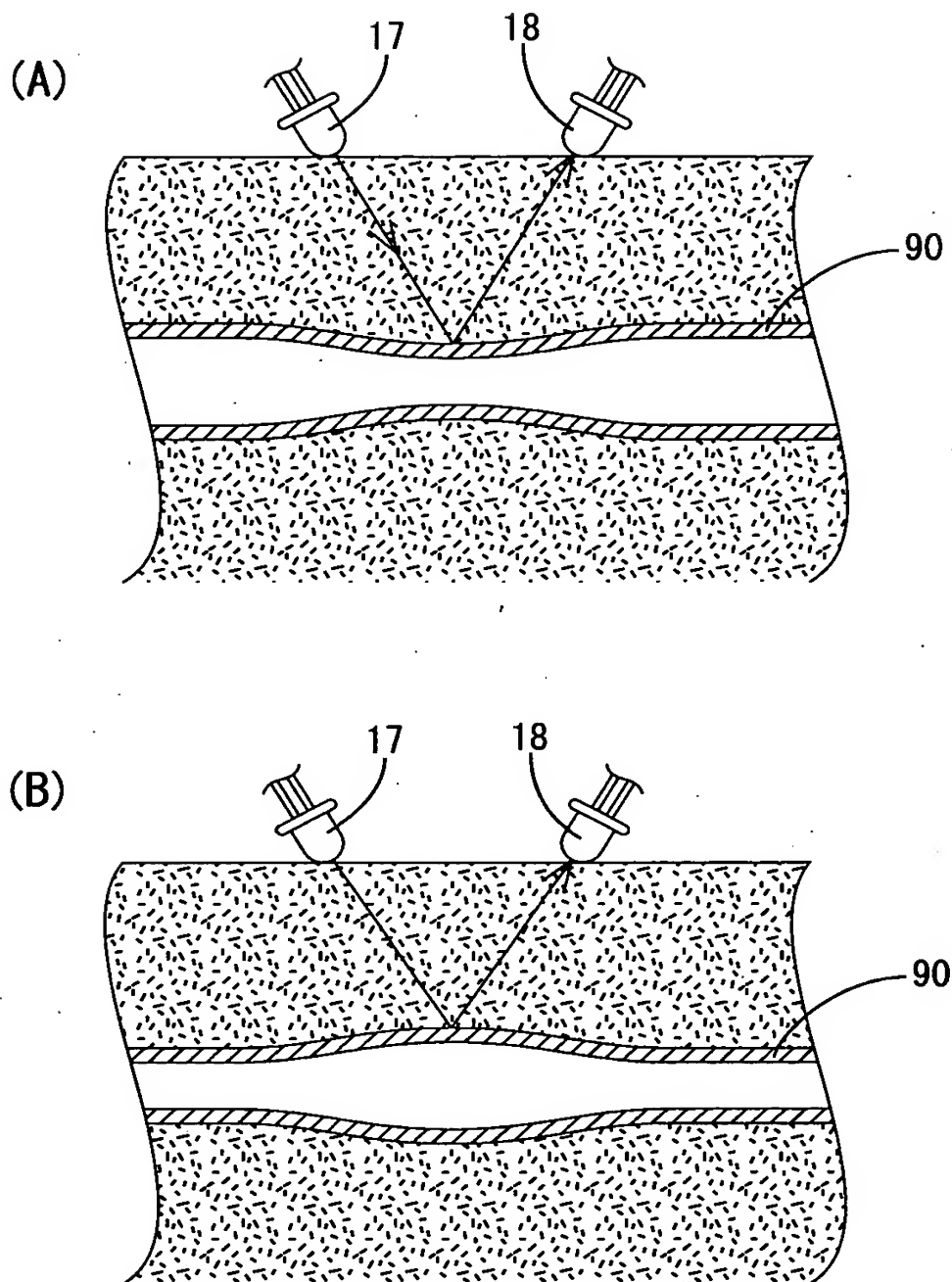
【図3】



【図4】

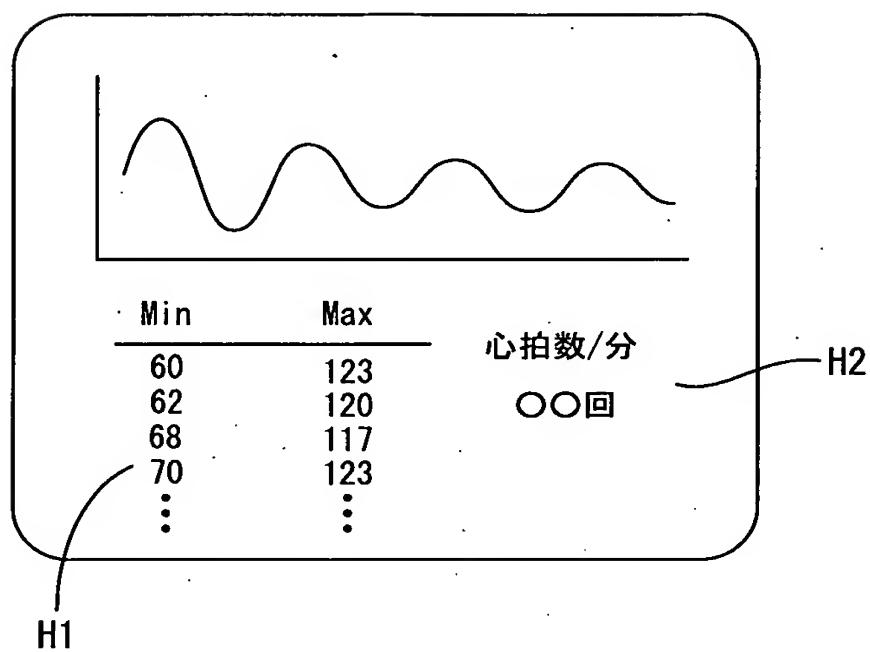


【図 5】



- |                   |                      |
|-------------------|----------------------|
| 10…リストバンド         | 23…CPU (血圧変換部、血圧検出部) |
| 13…反射型光電センサ       | 26…アンプ (増幅手段)        |
| 16…圧縮コイルバネ (弾性部材) | 28…レベル調節器            |
| 17…投光部 (反射型光電センサ) | 29…光量調整器             |
| 18…受光部 (反射型光電センサ) | 90…動脈血管              |
| 20…カフ (血圧計)       | P…ピストン (血圧計)         |
| 21…微圧センサ (圧力センサ)  |                      |

【图6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、被験者に負担をかけず、長時間安定して脈波を測定可能な脈波測定装置を提供する。

【解決手段】 この脈波測定装置によれば、反射型光電センサ 1 3 にて血管の伸縮を測定して脈波を求めるから、従来のように血管に加圧・減圧を繰り返すものに比べて、被験者の負担が軽減される。また、この脈波は、被験者が動いてもその影響を受けにくく、安定した測定が可能になる。さらに、脈波測定装置をリストバンド 1 0 にて手首に固定することができ、血圧計（カフ 2 0、微圧センサ 2 1 等）を一体に備えたから、脈波の変動に最高血圧と最低血圧とを対応させるキャリブレーション作業を、容易に行うことができる。

【選択図】 図 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [395016349]

1. 変更年月日 1995年 8月 4日

[変更理由] 新規登録

住 所 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3

氏 名 株式会社ケーアンドエス